

Quantifying the motor efficiency via information theory

Verónica D. Soria¹, Cecilia M. Navarro¹, Álvaro G. Pizá^{1,2}, Facundo A. Lucianna², Gabriel A. Ruiz^{1,2} y Fernando D. Farfán^{1,2}

¹Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán, San Miguel de Tucumán, Argentina.

²Instituto Superior de Investigaciones Biológicas, CONICET y Dpto. de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán, San Miguel de Tucumán, Argentina.

Abstract— A method based on Information Theory for quantify the movement efficiency was proposed. The measurement of information provides a quantitative metric of motor efficiency. This measure is obtained from electromyographic (EMG) recordings and the kinematic of motor activity. Here, the EMG signals from middle right deltoid were recorded during dynamic contraction. These contractions were evoked by abduction-adduction arm movements at scapular plane. The arm movements were realized at different speeds and under different loading conditions. The efficiency of motor activity was then evaluated for each situation. The proposed method is suitable for situations in which motor activity is performed under non-stationary conditions (dynamic contractions).

Keywords— Information theory, dynamic contractions, deltoid muscle.

Resumen— En este trabajo se propone un método para cuantificar la eficiencia motriz, basado en métricas específicas de la teoría de la información. Así, una medida de información es obtenida a partir de registros electromiográficos (EMG) y características cinemáticas de la actividad motora. Las señales de EMG fueron obtenidas del músculo deltoides medio durante contracciones dinámicas evocadas por elevaciones laterales (movimientos de abducción y aducción del brazo) en el plano escapular. Esta actividad motora fue realizada a diferentes velocidades y bajo diferentes condiciones de carga. La eficiencia de la actividad motora fue evaluada para cada situación. El método propuesto resultó adecuado para situaciones en el cual la actividad motora es realizada bajo condiciones no estacionarias (contracciones dinámicas).

Palabras clave— Teoría de la información, contracciones dinámicas, músculo deltoides.

I. INTRODUCCIÓN

Es ampliamente aceptado que la señal de EMG está relacionada con la tensión muscular o fuerza ejercida por un músculo, sin embargo muchas veces resulta dificultoso cuantificar tal relación. A priori, podríamos esperar una relación directa entre EMG y fuerza, ya que la actividad eléctrica del músculo está determinada por el número de fibras activas y la frecuencia de activación, es decir, los mismos factores que determinan la fuerza muscular [1][2]. A pesar de la gran cantidad de estudios abordados en esta temática, existe gran controversia en acerca de esta relación. Algunos motivos de esta discrepancia son: las diferencias en las técnicas de medición, los procedimientos, los equipos de medición, la variedad de músculos investigados, el tipo de contracción, el tipo de electrodos y su ubicación, las técnicas de normalización y suavizado, entre otros [1][2]. Todas estas variables han dado como resultado contracciones isométricas o isotónicas a velocidad constante, relaciones EMG-fuerza lineales [3][4], y relaciones no lineales [5][6],

pudiendo ser estas cuadráticas, parabólicas o funciones más complejas [7][8].

En la ejecución de movimientos dinámicos, se añade la dificultad de los cambios momentáneos de la musculatura en la relación músculo-piel [1][9]. Algunas investigaciones en el área mostraron relaciones lineales entre la EMG integrada (iEMG) y la velocidad en el movimiento concéntrico, contrariamente al movimiento excéntrico cuya iEMG medida resultó independiente de la velocidad [3][10]. Desde un punto de vista fisiológico, se encontró que la relación más importante que mostraba la iEMG era con el trabajo mecánico [11][4].

En este trabajo se propone cuantificar la correlación existente entre el EMG del deltoides medio y el movimiento de abducción del brazo. Para ello se utilizarán medidas cuantitativas de la correlación estadística existente, basados en la teoría de la información. La intención de este estudio es determinar un indicador de la eficiencia, basados en que el movimiento es trabajo, el trabajo requiere energía, y esta energía es proporcionada por la actividad muscular.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Registros de EMG

Las señales de EMG del deltoides medio fueron registradas durante contracciones dinámicas, evocadas por movimientos de abducción del brazo derecho en el plano escapular, en dos sujetos sanos, femeninos de 24 y 25 años de edad. La distancia entre los electrodos de registro fue establecida en 2 cm, mientras que el electrodo de referencia fue posicionado en cercanías de la articulación del codo (Fig. 1). Las señales fueron registradas utilizando un sistema de adquisición BIOPAC MP30 (www.biopac.com), a una frecuencia de muestreo de 2 KHz, y con un ancho de banda de 30 a 500 Hz. Los parámetros de adquisición fueron configurados con el software BSL Student Pro para Windows.

B. Captura de movimiento

La amplitud angular de los movimientos, en función del tiempo, fue obtenido a través de un sistema de captura en dos dimensiones. Para ello se utilizó una cámara Hewlett Packard R967, resolución 640 x 480 y velocidad de 24 cuadros por segundo. Posteriormente, los videos fueron procesados usando un software libre de captura en 2D (Kinovea®). Con el fin de optimizar el procedimiento de captura y determinación del ángulo de interés, fueron colocados marcadores específicos de color blanco sobre el sujeto, tanto en la articulación acromio clavicular como en la zona de articulación del codo. Estos marcadores definieron una recta, la que a su vez definió un ángulo respecto a una línea vertical que pasa por la articulación acromio clavicular. Así se determinaron los ángulos de abducción-aducción en función del tiempo.

C. Protocolo de movimiento

Los movimientos de abducción-aducción fueron ejecutados de manera repetitiva bajos diferentes condiciones cinemáticas y dinámicas, las cuales consistieron en posicionar el brazo desde 0° a 90° a diferentes velocidades pre-establecidas, V_1 (lento), V_2 (medio), V_3 (rápido), y con diferentes cargas externas P_1 (sin carga), P_2 (con carga de 500g) y P_3 (con carga de 1,5 kg). Para minimizar los efectos debido a la variabilidad cinemática de los movimientos, los sujetos emplearon un sistema de realimentación visual en el cual se reproducía la cinemática de los mismos. (Fig. 1C). Los sujetos realizaron entre 5 y 18 movimientos.

D. Procesamiento digital

Teoría de la información: El método propuesto para el cálculo de la información requiere un par de estímulos y situaciones de respuesta como condición mínima. Normalmente, el estímulo puede ser una serie temporal (por ej.: desplazamiento angular del brazo) o simplemente pertenecer a una clase (por ej.: posición1, posición2, posición3, etc.). La respuesta depende de las características de las series temporales que se analizan.

La información que el EMG (respuesta) tiene acerca del nivel de contracción (estímulo) puede ser cuantificada por la ecuación de la información de Shannon [1][5][12][13]:

$$I = \sum P(r).P(s|r) \log_2 \frac{P(s|r)}{P(s)} \quad (1)$$

Donde $P(s)$ es la probabilidad de que el estímulo s sea presentado, $P(s|r)$ es la probabilidad condicional de s dada la observación de la respuesta r , y $P(r)$ es la probabilidad de la respuesta r independientemente del estímulo aplicado.

Se observa en la ec. (1) que el principal problema para obtener la cantidad de información es determinar las distribuciones de probabilidades.

Los estímulos son segmentados y categorizados de acuerdo a las diferentes posiciones del brazo (binarización entre 0° y 90°). La respuesta del deltoides medio fue establecida a través de un estimador de amplitud (valor absoluto medio, VAM) dado por la siguiente ecuación:

$$\bar{x}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \quad (2)$$

Donde, x_k es la k -ésima muestra del segmento i . Así, el VAM fue determinado en segmentos de 100 ms sin solapamiento.

Un lineamiento de los procedimientos seguidos para determinar la cantidad de información en cada una de las condiciones experimentales puede ser resumido como sigue:

1. Determinación de los diagramas de frecuencia. Se fija el número de ocurrencias de la respuesta para cada situación experimental (posición del brazo, Fig. 2).
2. Determinación de $P(s,r)$. Se construye una matriz $[N \times M]$, donde N son las posibles respuestas del sistema y M son los estímulos aplicados. Cada elemento de esta matriz es el valor de $P(s_i, r_j)$.
3. Determinación de $P(r)$ y $P(s)$. Están dados por las respectivas probabilidades marginales, las cuales son calculadas realizando la sumatoria de las probabilidades conjuntas para cada respuesta:

$$P(r) = \sum_{i=1}^M P(s_i, r) \quad (3)$$

4. Determinación de $P(s|r)$, que por definición, es:

$$P(s|r) = \frac{P(s, r)}{P(r)} \quad (4)$$

Así, $P(s|r)$ es obtenido para cada nivel de contracción.

5. Determinación de la información. Finalmente, la información fue calculada usando la ec. (1).

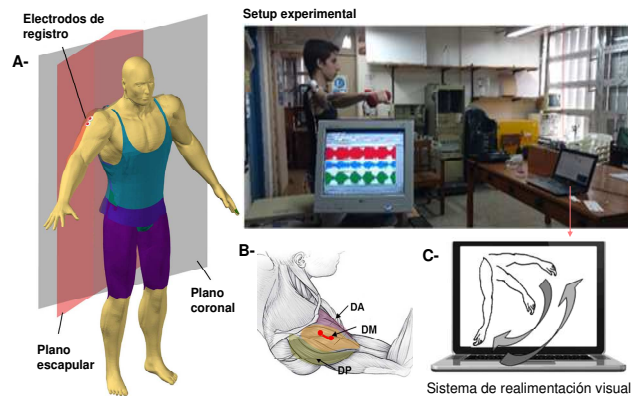


Fig. 1 A): Protocolo de movimiento en contracciones dinámicas en el plano escapular y movimientos de abducción y aducción. B): Los electrodos de registro son colocados en el deltoides medio. C) Sistema de realimentación visual.

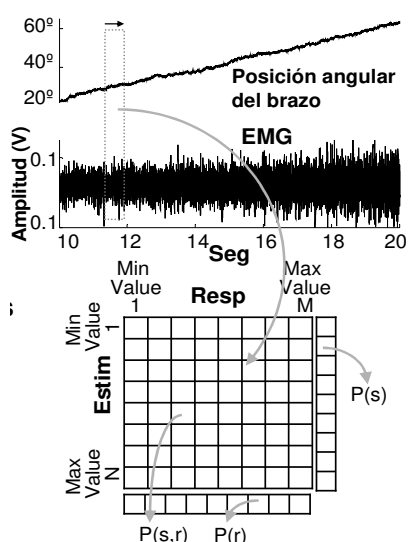


Fig. 2 Representación esquemática del método analítico. Para cada posición del segmento (rectángulo en línea de puntos), la amplitud del EMG y el promedio del estímulo fue determinado e ingresado a la matriz de co-ocurrencia. Las distribuciones de probabilidad $P(s)$ y $P(r)$, están dadas por las distribuciones marginales de la matriz de co-ocurrencia.

Para determinar la cantidad de información durante las contracciones dinámicas, tanto la posición angular del brazo (estímulo) como la señal EMG fueron discretizadas, así cada atributo (posición, VAM) es utilizado para conformar la matriz de co-ocurrencia. Esta matriz define la distribución de probabilidad conjunta, $P(s,r)$, las distribuciones de probabilidad de estímulo $P(s)$ y respuesta $P(r)$ (Fig. 2). La distribución de probabilidad condicional, $P(s|r)$, es determinada a partir de las distribuciones anteriores, tal como propone la ec. (2). Finalmente, usando estas distribuciones de probabilidad obtenidas, la información es calculada con la ec. (1).

III. RESULTADOS

A modo ilustrativo se muestra, en la Fig. 2, el registro del EMG conjuntamente con la posición angular del brazo durante el movimiento de abducción. Cada movimiento tiene una duración de entre 1 y 4 segundos, de acuerdo a la velocidad establecido por el sistema de realimentación visual.

La discretización tanto del estímulo como de la respuesta fue realizada de acuerdo al criterio usado en la construcción de histogramas, que es: el número de clases (bins) es aproximadamente la raíz cuadrada del número de datos. El número de datos dependió de la segmentación usada y la velocidad del movimiento de abducción (a mayor velocidad, menor la cantidad de datos).

Previo al cálculo de los valores de información se realizó el análisis cinemático de los movimientos ejecutados. Este análisis consistió en determinar la duración de cada movimiento y así poder determinar las diferentes situaciones experimentales. Esto es necesario debido a que diferentes condiciones cinemáticas (velocidad de movimiento) involucra cantidades de fibras diferentes. La Fig. 3 muestra la posición del brazo en función del tiempo para cada una de las situaciones experimentales analizadas. En términos generales se puede apreciar que no existen diferencias significativas entre las características cinéticas de los movimientos realizados repetitivamente. Esta particularidad permite dejar asentado que las variabilidades

observadas en las respuestas electromiográficas son debido, mayormente, a las condiciones experimentales y no a la variabilidad cinemática del movimiento repetitivo.

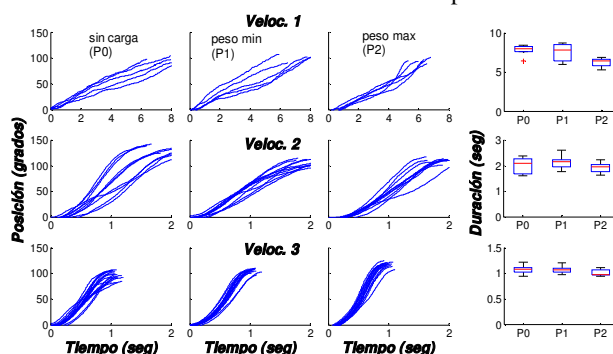


Fig. 3 Análisis cinemático de los movimientos de abducción. Las gráficas muestran la posición del brazo en función del tiempo. A velocidad 1, fila superior (P0, P1 y P2), los movimientos tuvieron duraciones de entre 6 y 8 seg, a velocidad 2, fila del medio, de 2 seg. y a velocidad 3 (fila inferior), aproximadamente 1seg. Las duraciones para cada una de las condiciones de carga se muestran en los boxplots de la última columna.

Un análisis cualitativo de los movimientos realizados permite destacar el cambio prácticamente lineal de la posición del brazo en función del tiempo, cuando la velocidad es mínima, y una forma de sigmoide cuando esta aumenta.

Posteriormente se analizaron las gráficas de los VAM de la señal de EMG, en función de la posición del brazo (Fig. 4) en las cuales se observa que se produce un aumento de la dispersión a medida que aumenta la velocidad para todos los casos, de manera tal que cuando hay una mayor dispersión resulta una menor correlación estadística existente entre el estímulo y la respuesta. Por otro lado, los resultados obtenidos del sujeto 2 bajo las mismas condiciones fueron similares a los mostrados.

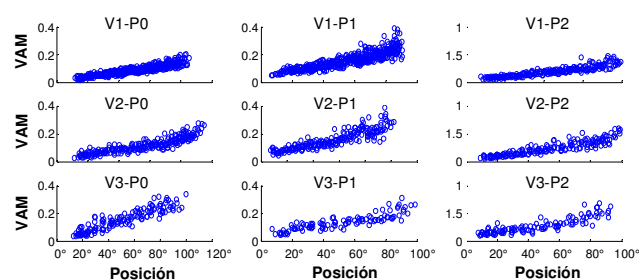


Fig. 4 Valores absolutos medios (VAM) del EMG en función de la posición del brazo. Estos valores fueron determinados en segmentos pre-establecidos del EMG. V1-P0, indica que la velocidad del movimiento fue la mínima mientras que el peso de carga fue P0 (sin carga). Para las restantes etiquetas, V2 es la velocidad media de movimiento, V3 es la velocidad máxima, P2, peso de carga medio y P3 peso de carga máxima.

Los valores de información obtenidos revelan un incremento en la eficiencia motora cuando la velocidad de movimiento es lenta y la carga empleada es incrementada (Fig. 5 – diagrama de barra superior). El aumento de la velocidad, el cual fisiológicamente involucra una mayor cantidad de fibras, presenta máximos valores de información para los movimientos sin carga y con carga máxima (Fig. 5 – diagrama de barra del medio). Si bien, este resultado es algo controversial, debido a que existen dos condiciones de carga, fisiológicamente diferentes, que involucran trabajos físicos diferentes, es importante destacar que la dinámica de los músculos en movimiento

puede diferir a aquellos evaluados en forma estática. Para la máxima velocidad de movimiento, la carga mínima aporta la máxima cantidad de información (Fig. 5 – diagrama de barra inferior).

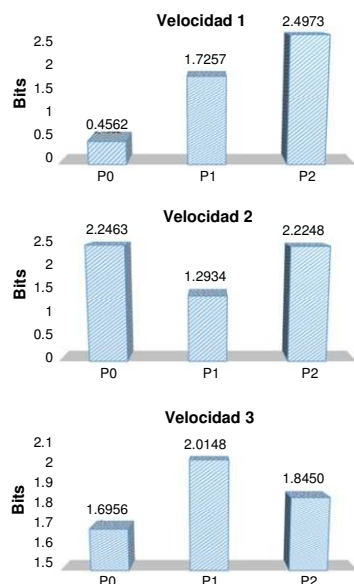


Fig. 5 Cantidad de información obtenida para cada una de las situaciones experimentales analizadas.

La búsqueda de tendencias reales, en los valores de información, requiere registros de muchos sujetos experimentales, puesto que la variabilidad producida por la musculatura, entrenamiento, sedentarismo, ubicación de los electrodos, realización de los movimientos, entre otros, puede llevar a conclusiones erradas. En los sujetos experimentales utilizados en este trabajo, se observó una tendencia similar, en el sentido que para la mínima velocidad de movimiento, la información incrementa con la carga.

IV. DISCUSIONES

La segmentación del EMG es un procedimiento común en el análisis de series temporales más aún cuando los registros son adquiridos durante largos períodos de tiempo. Este procedimiento permite la implementación de técnicas simples de análisis las cuales, generalmente requieren que las señales sean estacionarias. En este sentido, la longitud de los segmentos son escogidos de manera que se cumplan los requerimientos de estacionariedad. No obstante, cuando los cambios en el estímulo varían rápidamente, evocando respuestas no estacionarias, el procedimiento de segmentación resulta insuficiente. La segmentación implementada en este trabajo son realizados en base a la hipótesis de que las señales mantienen las condiciones de estacionariedad.

La eficiencia motriz, en términos de la actividad electromiográfica, está planteada como sigue. Una contracción muscular demanda un trabajo, el cual puede medirse en términos del gasto energético, así, la relación entre ambas variables determinaría un parámetro de eficiencia. Sin embargo, a través del EMG no es posible medir el gasto energético. La propuesta aquí planteada resulta del acto motor (movimiento articular) y el EMG

evocado. Si la correlación estadística entre el movimiento y el EMG evocado, es alta, entonces podemos decir que el acto motor es eficiente. Por esta razón en este trabajo se ha medido la cantidad de información, y se lo ha propuesto como parámetro para medir la eficiencia.

A partir de los cálculos de información es posible postular lo siguiente: una adecuada ejercitación, en la cual los movimientos son eficientes, debe ser implementada con movimientos lentos y peso elevado. Esta particularidad resultaría intuitivamente adecuada, ya que durante todo el movimiento persiste una dinámica electromiográfica incremental. El cambio en las características cinemáticas de los movimientos, por ejemplo, aumentado la velocidad del mismo, traería como consecuencia mayores dispersiones y, por lo tanto, una menor correlación entre el estímulo y la respuesta. Más aún, debido a las características inerciales de las cargas en movimiento, resulta esperable que la correlación sea afectada en los instantes de velocidad cero (0° y 90°). Esto implicaría que el esfuerzo muscular solo es maximizado en rangos específicos del movimiento.

Otro parámetro de eficiencia que puede considerarse es la amplitud del EMG para los diferentes estados experimentales. Se observa que cuanto más grande es la amplitud de la señal, más eficiente resulta el movimiento. A partir de esto se ve que hay un mayor número de fibras activadas, pero no funcionan en correlación con el estímulo (posición). Por lo tanto, lo que se puede evaluar es la correlación y el gasto energético que está produciendo. Es sabido que a mayor trabajo mayor es el gasto, pero de este caso no se puede concluir que el trabajo del movimiento sea más eficiente cuanto mayor sea el gasto.

Con el análisis propuesto se podría llegar a comprender los aspectos funcionales y los mecanismos que subyacen las adaptaciones del sistema neuromuscular, la ejercitación deportiva, o durante un proceso de fatiga muscular.

V. CONCLUSIONES

El análisis propuesto en este trabajo utiliza una métrica basada en la teoría de la información para determinar la eficiencia motora de una actividad repetitiva (por ejemplo, una ejercitación deportiva). Esta técnica de análisis puede ser adaptada a otros protocolos experimentales donde se requiera cuantificar las correlaciones estadísticas entre la actividad motora y la electrofisiológica.

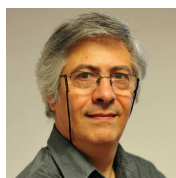
AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (ANPCYT), Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), y el Consejo de Investigaciones de la Universidad Nacional de Tucumán (CIUNT), como así también por fondos institucionales del Instituto Superior de Investigaciones Biológicas (INSIBIO).

REFERENCIAS

- [1] J. Cabri, J. P. Claris. Evaluation of neuromuscular tests currently in use with special reference to isokinetic dynamometry and kinesiological electromyography. Documento interno inédito. Vrije Universiteit Brussel, Faculty of Medicine & Pharmacy, Dept Experimental Anatomy. Bruselas, 1992.
- [2] J. P. Claris, J. Cabri. Electromyography and the study of sports movements: A review. J Sports Science. 1993;11:379-448.

- [3] B. Bigland, O. C. Lippold. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol.* 1954;123-213.
- [4] S. Boussiet, F. Goubel. Integrated electromyographical activity and muscle work. *J Appl Physiol.* 1973;35(5):695-702.
- [5] R. Bronks, J. M. Brown. IEMG/force relationships in rapidly contracting human hand muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1987;27(8):509-15.
- [6] J. H. Lawrence, C. J. De Luca. Myoelectric signal vs. force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol.* 1983;54:1653-9.
- [7] A. Nightingale. The graphic representation of movement. II. relationship between muscle force and the EMG in the stand-at-ease position. *Ann. Phys. Med.* 1960;5:187-ss.
- [8] J. Perry, G. A. Bekey. EMG-force relationship in skeletal muscle. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering.* 1981;12:1-22.
- [9] H. Onishi, R. Yagi, K. Akasaka, K. Momose, K. Ihashi, Y. Handa. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyography and Kinesiology.* 2000;10:59-67.
- [10] P. V. Komi. Measurement of the force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. *Biomechanics* 1973; III:224-9.
- [11] S. Boussiet. EMG and muscle force in normal motor activities. New developments in *Electromyography and Clinical Neurophysiology.* 1973;547-83.
- [12] F. D. Farfán, J. C. Politti and C. J. Felice. Evaluation of EMG processing techniques using Information Theory. *Biomeccal Engineering OnLine.* 2010.
- [13] T. M. Cover, J. A. Thomas. Elements of information theory. New York: Wiley, 1991.



Gabriel A. Ruiz es Licenciado en Física, Magíster en Bioingeniería y Doctor en Ciencias Biológicas. Sus áreas de interés son la espectroscopía de impedancia, procesamiento de señales biomédicas y teoría de la probabilidad y estadística. Es investigador del Instituto Superior de Investigaciones Biológicas (INSIBIO) y profesor titular en la carrera de Ingeniería Biomédica de UNT.



Fernando D. Farfán es Ingeniero Electrónico, Magíster en Bioingeniería y Doctor en Ciencias Biológicas. Sus áreas de interés son, la neurociencia computacional, biomimética, bioingeniería y procesamiento de señales biomédicas. Es investigador del CONICET y profesor adjunto en la carrera de Ingeniería Biomédica de UNT.



Verónica D. Soria es estudiante avanzado de la Carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional de Tucumán. Actualmente se encuentra realizando su tesina de grado con el grupo de Neurociencia Computacional del Laboratorio de Medios e Interfases (UNT).



Cecilia M. Navarro es estudiante avanzado de la Carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional de Tucumán. Actualmente se encuentra realizando su tesina de grado con el grupo de Neurociencia Computacional del Laboratorio de Medios e Interfases de la UNT.



Alvaro G. Pizá es Ingeniero Biomédico de la Universidad Nacional de Tucumán (2012). Es estudiante del Doctorado en Ciencias Biológicas y becario CONICET. Sus áreas de interés son el procesamiento de señales biológicas y la neurociencia computacional. Actualmente, es docente en la carrera de Ingeniería Biomédica (UNT) e integra el grupo de neurociencias del Laboratorio de Medios e Interfases de la UNT.



Facundo A. Lucianna es Ingeniero Biomédico de la Universidad Nacional de Tucumán (2013). Es estudiante del Doctorado en Ciencias Biológicas y becario CONICET. Sus áreas de interés son el modelaje matemático de sistemas, análisis numérico y neurociencia computacional. Actualmente es docente en la Facultad de Bioquímica, Química y Farmacia (UNT), e integra el grupo de neurociencias del Laboratorio de Medios e Interfases de la UNT.